

97P8565



⑬ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 195 07 617 A 1**

⑮ Int. Cl.®:  
**G 01 N 24/08**  
// A 61 B 5/055

⑳ Aktenzeichen: 195 07 617.6  
㉑ Anmeldetag: 4. 3. 95  
㉒ Offenlegungstag: 5. 9. 98

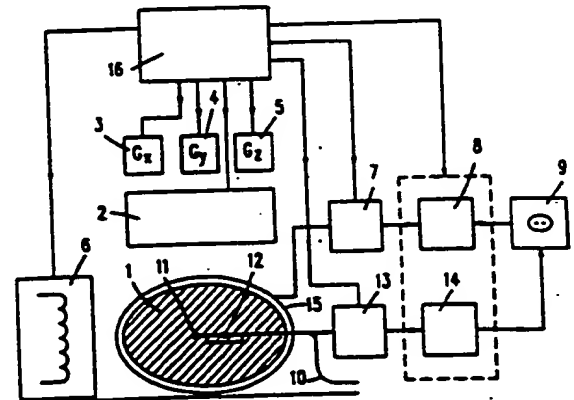
DE 195 07 617 A 1

㉓ Anmelder:  
Philips Patentverwaltung GmbH, 22335 Hamburg, DE

㉔ Erfinder:  
Rasche, Volker, 20535 Hamburg, DE; Röschmann,  
Peter, 22339 Hamburg, DE

⑤④ MR-Verfahren und MR-Gerät zur Durchführung des Verfahrens

- ⑤⑤ Die Erfindung betrifft ein MR-Verfahren zur Bestimmung der Kernmagnetisierungs-Verteilung in einem Untersuchungsbereich und zur Bestimmung der Position wenigstens einer Mikrospule, die sich in oder an einem im Untersuchungsbereich befindlichen Untersuchungsobjekt befindet, wobei
- a) ein homogenes stationäres Magnetfeld auf den Untersuchungsbereich einwirkt,
  - b) wenigstens ein auf den Untersuchungsbereich einwirkender Hochfrequenzimpuls erzeugt wird,
  - c) unter dem Einfluß eines auf den Untersuchungsbereich einwirkenden magnetischen Gradientenfeldes nach dem Hochfrequenzimpuls ein in der Mikrospule induziertes MR-Signal detektiert wird,
  - d) aus dem detektierten MR-Signal die Position der Mikrospule in der durch das Gradientenfeld definierten Gradientenrichtung ermittelt wird,
  - e) die Schritte b) und d) bei einer anderen Gradientenrichtung wiederholt werden und
  - f) mit einer weiteren Empfangsspulen-Anordnung MR-Signale zur Bestimmung der Kernmagnetisierungsverteilung detektiert werden sowie einer Anordnung zur Durchführung des Verfahrens. Dabei wird eine Positionsbestimmung ohne zusätzliche Meßsequenzen dadurch erreicht, daß die Schritte b) und c) umfassenden Sequenzen fortlaufend unter Variation der Gradientenrichtung wiederholt werden und daß die Position der Mikrospule und die Kernmagnetisierungsverteilung aus gleichzeitig von der Mikrospule und von der Empfangsspulen-Anordnung detektierten MR-Signalen bestimmt werden.



DE 195 07 617 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 07. 98 602 038/299

9/24

BEST AVAILABLE COPY

eines im Untersuchungsbereich befindlichen Patienten folgenden Mikrospule.

Ein MR-Gerät zur Durchführung des erfindungsge-  
mäßigen Verfahrens, das versehen ist mit

- a) Mitteln zum Erzeugen eines homogenen stationären Magnetfeldes in einem Untersuchungsbereich,
- b) Mitteln zum Erzeugen von auf den Untersuchungsbereich einwirkenden Hochfrequenzimpulsen,
- c) Mitteln zum Erzeugen von auf den Untersuchungsbereich einwirkenden magnetischen Gradientenfeldern mit steuerbarer Gradientenrichtung,
- d) wenigstens einer Mikrospule zur Detektion von MR-Signalen in Verbindung mit einem ersten Empfänger,
- e) einer weiteren Empfangsspulen-Anordnung zur Detektion von MR-Signalen in Verbindung mit einem zweiten Empfänger,
- f) Mitteln zum Bestimmen der Position der Mikrospule aus den vom ersten Empfänger aufgenommenen MR-Signalen,
- g) Mitteln zum Bestimmen der Kernmagnetisierungsverteilung aus den vom zweiten Empfänger aufgenommenen MR-Signalen,
- h) einer Steuereinheit zur Steuerung der übrigen Komponenten des MR-Gerätes

ist dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinheit die beiden Empfänger und die Mittel zum Erzeugen der magnetischen Gradientenfelder derart steuert, daß die Sequenzen fortlaufend unter Variation der Gradientenrichtung wiederholt werden und daß die Position der Mikrospule und die Kernmagnetisierungsverteilung aus gleichzeitig von den beiden Empfängern aufgenommenen MR-Signalen bestimmt werden.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 ein MR-Gerät mit dem die Erfindung ausführbar ist,

Fig. 2 den zeitlichen Verlauf verschiedener Signale bei zwei aufeinanderfolgenden Sequenzen,

Fig. 3 die Lage der Pfade, längs derer die MR-Signale im k-Raum erfaßt werden,

Fig. 4 die Bestimmung der Lage einer Mikrospule aus den bei zwei aufeinanderfolgenden Messungen gewonnenen Positionsdaten.

In Fig. 1 ist mit 1 ein Untersuchungsobjekt bezeichnet, das sich in einem Untersuchungsbereich befindet, der einem homogenen stationären Magnetfeld ausgesetzt ist, das von einem Hauptfeldmagneten 2 erzeugt wird. Das stationäre homogene Magnetfeld kann mittels dreier Gradientenanordnungen 3, 4 und 5 modifiziert werden, die ein magnetisches Gradientenfeld erzeugen, das ebenfalls in Richtung des homogenen stationären Magnetfeldes verläuft, das jedoch in x-, y- oder z-Richtung einen Gradienten aufweist. Weiterhin ist ein Hochfrequenzsender 6 vorgesehen, der im Untersuchungsbereich impulsweise ein hochfrequentes Magnetfeld erzeugen kann.

Die im Untersuchungsobjekt erzeugten MR-Signale werden von einer Empfangsspulen-Anordnung 15 (die aus einer oder mehreren Empfangsspulen bestehen kann) in Verbindung mit einer Empfängeranordnung 7 detektiert (die einen oder mehrere Empfangskanäle aufweisen kann). Aus den digitalisierten MR-Signalen wird

nach einer Fourier-Transformation in einer Rekonstruktionseinheit 8 die Kernmagnetisierungsverteilung im Untersuchungsbereich rekonstruiert und in Form eines MR-Bildes auf einer Wiedergabeeinheit 9 wiedergegeben.

In das Untersuchungsobjekt 1 ist ein chirurgisches Instrument eingeführt, beispielsweise ein Katheter 10, an dessen Spitze — und ggf. noch an einer weiteren Stelle — eine Mikrospule 11 bzw. 12 befestigt ist. Die Mikrospulen 11 bzw. 12 können den in Fig. 2a bzw. 2b der US-PS 5 318 025 beschriebenen Aufbau haben. Die von den Mikrospulen 11, 12 gelieferten Signale werden einer (erforderlichenfalls — d. h. wenn mehrere, nicht in Serie geschaltete Mikrospulen benutzt werden — mehrkanaligen Empfängeranordnung 13 und nach einer Fourier-Transformation einer Auswerteeinheit 14 zugeführt, die die Maxima ermittelt und aus zwei aufeinanderfolgenden Sequenzen die Position der Mikrospule (N) ermittelt und in das auf der Wiedergabeeinheit 9 dargestellte MR einblendet. Wie gestrichelt angedeutet, können die Komponenten 8 und 14 mittels eines geeignet programmierten Rechners realisiert werden. Die Komponenten 2 bis 15 werden durch eine programmierbare Steuereinheit 16 gesteuert.

Wie aus Fig. 2 ersichtlich, folgen die Sequenzen in dem durch die gestrichelten Linien angedeuteten zeitlichen Abstand  $T_r$  aufeinander. In jeder Sequenz wird ein Hochfrequenzimpuls erzeugt (1. Zeile), der von einem Schichtselektionsgradienten begleitet wird, z. B. dem von der Gradientenanordnung 5 erzeugten Gradienten  $G_z$  (2. Zeile). Nach dem Hochfrequenzimpuls werden die beiden zum Schichtselektionsgradienten senkrechten Gradienten  $G_y$  und  $G_x$  eingeschaltet (3. bzw. 4. Zeile von Fig. 2), wobei die Polarität des Gradienten nach einer vorbestimmten Zeitspanne wechselt. Nach dem Wechsel wird das MR-Signal abgetastet, solange die Gradientenfelder  $G_x$ ,  $G_y$  wirksam sind. Diese Gradientenfelder werden im folgenden auch als "Lesegradienten" bezeichnet. Bei dem dargestellten zeitlichen Verlauf dieser Gradientenfelder bedeutet das, daß bei der Erfassung des MR-Signals der k-Raum längs einer Geraden abgetastet wird, die durch den Nullpunkt des k-Raums verläuft und zu dem Nullpunkt symmetrisch ist.

Bei der nächsten Sequenz haben der Hochfrequenzimpuls (1. Zeile), der Schichtselektionsgradient (2. Zeile) und das Abtastintervall (5. Zeile) den gleichen zeitlichen Verlauf bzw. die gleiche zeitliche Lage innerhalb der Sequenz, jedoch sind die Lesegradienten  $G_x$ ,  $G_y$  (3. und 4. Zeile) so geändert, daß ihr Betrag die gleiche Größe hat, wie in der vorangegangenen Sequenz, daß ihre Gradientenrichtung jedoch um  $90^\circ$  geändert ist. Die beiden in Fig. 2 dargestellten Sequenzen bilden also ein Paar, dessen Gradientenrichtungen miteinander einen Winkel von  $90^\circ$  bilden. Bei den darauffolgenden Sequenzen wird die Gradientenrichtung so variiert, daß jeweils zwei aufeinanderfolgende Sequenzen ein Paar mit um  $90^\circ$  versetzter Gradientenrichtung bilden, bis der k-Raum einmal vollständig abgetastet wird. Danach wiederholt sich die Sequenzenfolge solange, wie die Beobachtung des Katheters 10 erforderlich ist.

Fig. 3 zeigt die Pfade, längs derer der k-Raum bei den einzelnen Sequenzen abgetastet wird. Dabei steht S1 für die 1. Sequenz, S2 für die 2. Sequenz usw. Man erkennt, daß S1 und S2 ein Paar mit um  $90^\circ$  versetzter Gradientenrichtung bilden, ebenso S3 und S4 sowie S5 und S6 usw.

Da die MR-Signale unter der Einwirkung eines Lese-

einer Mikrospule (11, 12), die sich in oder an einem im Untersuchungsbereich befindlichen Untersuchungsobjekt (1) befindet, wobei

- a) ein homogenes stationäres Magnetfeld auf den Untersuchungsbereich einwirkt, 5
- b) wenigstens ein auf den Untersuchungsbereich einwirkender Hochfrequenzimpuls erzeugt wird,
- c) unter dem Einfluß eines auf den Untersuchungsbereich einwirkenden magnetischen Gradientenfeldes nach dem Hochfrequenzimpuls ein in der Mikrospule induziertes MR-Signal detektiert wird, 10
- d) aus dem detektierten MR-Signal die Position der Mikrospule in der durch das Gradientenfeld definierten Gradientenrichtung ermittelt wird, 15
- e) die Schritte b) bis d) bei einer anderen Gradientenrichtung wiederholt werden und
- f) mit einer weiteren Empfangsspulen-Anordnung MR-Signale zur Bestimmung der Kernmagnetisierungsverteilung detektiert werden 20

dadurch gekennzeichnet, daß die die Schritte b) und c) umfassenden Sequenzen fortlaufend unter Variation der Gradientenrichtung wiederholt werden und daß die Position der Mikrospule (11, 12) und die Kernmagnetisierungsverteilung aus gleichzeitig von der Mikrospule und von der Empfangsspulen-Anordnung (15) detektierten MR-Signalen bestimmt werden. 30

2. MR-Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Gradientenrichtung von Sequenz zu Sequenz so variiert wird, daß zwei aufeinanderfolgenden Sequenzen (z. B.  $S_1$ ,  $S_2$ ) jeweils ein Paar bilden, dessen Gradientenrichtungen wesentlich voneinander abweichen, vorzugsweise um  $90^\circ$ . 35

3. MR-Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Gradientenrichtung von Sequenz zu Sequenz so variiert wird, daß drei aufeinanderfolgenden Sequenzen jeweils ein Tripel bilden, dessen Gradientenrichtungen wesentlich voneinander abweichen, vorzugsweise um  $90^\circ$ , wobei jede Gradientenrichtung außerhalb der durch die beiden anderen Gradientenrichtungen definierten Ebenen liegt. 40 45

4. Anwendung des MR-Verfahrens nach Anspruch 1 zur Detektion des Atmungszustandes mittels einer der Atmungsbewegung eines im Untersuchungsbereich befindlichen Patienten folgenden Mikrospule. 50

5. MR-Gerät zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1 mit

- a) Mitteln (2) zum Erzeugen eines homogenen stationären Magnetfeldes in einem Untersuchungsbereich, 55
- b) Mitteln (6) zum Erzeugen von auf den Untersuchungsbereich einwirkenden Hochfrequenzimpulsen,
- c) Mitteln (3, 4, 5) zum Erzeugen von auf den Untersuchungsbereich einwirkenden magnetischen Gradientenfeldern mit steuerbarer Gradientenrichtung, 60
- d) wenigstens einer Mikrospule (11, 12) zur Detektion von MR-Signalen in Verbindung mit einem ersten Empfänger (13) mit einer der Zahl der Mikrospulen entsprechenden Anzahl von Empfangskanälen, 65
- e) einer weiteren Empfangsspulen-Anordnung

(15) zur Detektion von MR-Signalen in Verbindung mit einem zweiten Empfänger (7),  
f) Mitteln zum Bestimmen der Position der Mikrospule aus den vom ersten Empfänger (13) aufgenommenen MR-Signalen,

g) Mitteln (8) zum Bestimmen der Kernmagnetisierungsverteilung aus den vom zweiten Empfänger (7) aufgenommenen MR-Signalen,

h) einer Steuereinheit zur Steuerung der übrigen Komponenten des MR-Gerätes,

dadurch gekennzeichnet, daß die Steuereinheit (16) die den Empfänger (7, 13) und die Mittel (3, 4, 5) zum Erzeugen der magnetischen Gradientenfelder derart steuert, daß die Sequenzen fortlaufend unter Variation der Gradientenrichtung wiederholt werden, und daß die Position der Mikrospule (11, 12) und die Kernmagnetisierungsverteilung aus gleichzeitig von den den Empfängern (7, 13) aufgenommenen MR-Signalen bestimmt werden.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

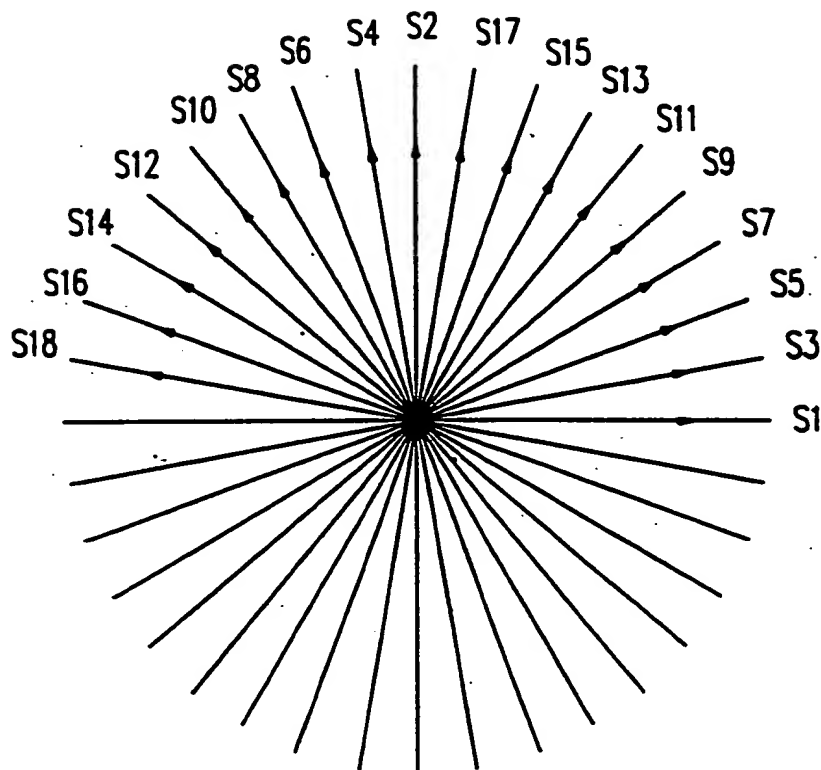


Fig. 3

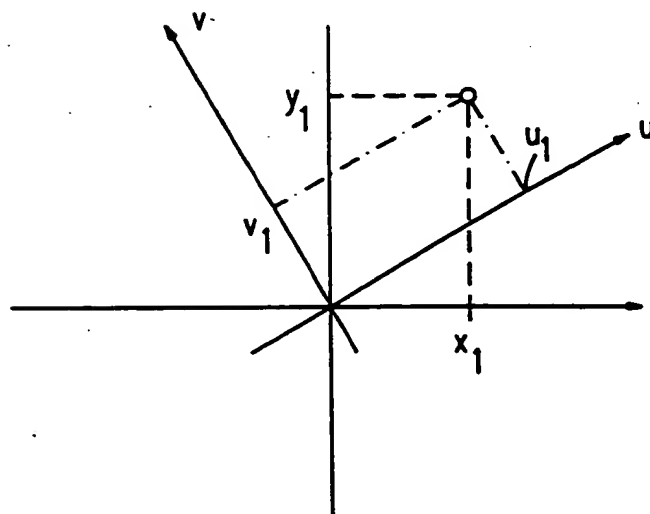


Fig. 4